

(19)

Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets



(11)

EP 0 774 235 A1

(12)

EUROPÄISCHE PATENTANMELDUNG

(43) Veröffentlichungstag:
21.05.1997 Patentblatt 1997/21

(51) Int. Cl.⁶: A61B 6/00, A61C 19/04,
G01N 21/64

(21) Anmeldenummer: 96117928.0

(22) Anmeldetag: 08.11.1996

(84) Benannte Vertragsstaaten:
AT DE FR IT

(30) Priorität: 08.11.1995 DE 19541686

(71) Anmelder: KALTENBACH & VOIGT GmbH & Co.
D-88400 Biberach/Riss (DE)

(72) Erfinder:
• Hibst, Raimund, Dr.
89155 Erbach (DE)

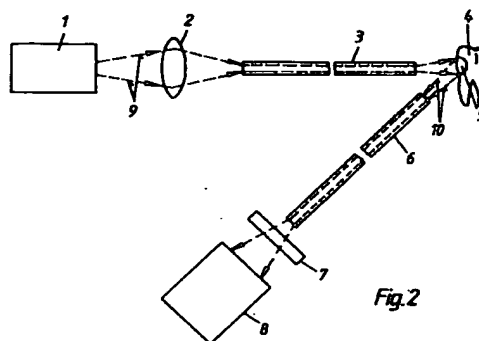
• Klafke, Mario
63814 Mainaschaff (DE)

• Gall, Robert
86157 Augsburg (DE)

(74) Vertreter: Schmidt-Evers, Jürgen, Dipl.-Ing. et al
Patentanwälte Mitscherlich & Partner,
Sonnenstrasse 33
80331 München (DE)

(54) Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque oder bakteriellem Befall an Zähnen

(57) Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque oder bakteriellem Befall an Zähnen, mit einer Lichtquelle (1) zum Erzeugen einer Anregungsstrahlung (9), welche auf einen zu untersuchenden Zahn (4) zu richten ist und dadurch eine Fluoreszenzstrahlung (10) des Zahnes (4) hervorruft, mit einer Erfassungseinrichtung (8) zum Erfassen der Fluoreszenzstrahlung (10) des Zahnes (4) und mit einem der Erfassungseinrichtung (8) vorgeschalteten Spektralfilter (7). Die Anregungsstrahlung (9) der Lichtquelle (1) liegt zwischen 600 nm und 670 nm. Dadurch wird der Intensitätsabstand des Fluoreszenzspektrums von kariösen Zahnbereichen zu dem Fluoreszenzspektrum von gesunden Zahnbereichen vergrößert und die Erkennung von Karies erleichtert.



No
tooth in

EP 0 774 235 A1

Beschreibung

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque oder bakteriellem Befall an Zähnen nach dem Oberbegriff des Patentanspruches 1.

Es ist bekannt, Karies, Plaque oder bakteriellen Befall an Zähnen durch visuelle Untersuchung oder durch Verwendung von Röntgenstrahlen zu entdecken. Mithilfe einer visuellen Untersuchung lassen sich jedoch häufig keine zufriedenstellenden Ergebnisse erzielen, da sich beispielsweise Karies im Frühstadium oder an einem schwer einsehbaren Zahnbereich nicht feststellen läßt. Obwohl andererseits Röntgenstrahlen sich als sehr wirksame Art zur Feststellung eines Kariesbefalls oder anderer Zahnkrankheiten herausgestellt haben, ist auch dieses Untersuchungsverfahren aufgrund der schädigenden Wirkung der Röntgenstrahlen für die menschliche Gesundheit nicht optimal. Es bestand daher eine Notwendigkeit für die Entwicklung einer neuen Technik, um das Vorhandensein von Karies an Zähnen feststellen zu können.

In der DE 30 31 249 C2 wurde ein berührungsloses Untersuchungsverfahren zum Feststellen von Karies an menschlichen Zähnen vorgeschlagen, wobei der Zahn mit nahezu monochromatischem Licht bestrahlt wird. Die annähernd monochromatische Lichtstrahlung regt an dem Zahn eine Fluoreszenzstrahlung an. Dabei wurde entdeckt, daß das von dem Zahn reflektierte Fluoreszenzspektrum deutliche Unterschiede zwischen kariösen und gesunden Zahnbereichen aufweist. So ist im roten Spektralbereich des Fluoreszenzspektrums des Zahnes (ca. 550 bis 650 nm) die Intensität deutlich höher als bei einem gesunden Zahn. Dagegen ist im blauen Spektralbereich des reflektierten Fluoreszenzspektrums des Zahnes (ca. 350 bis 450 nm) die Intensität der Fluoreszenzstrahlung für kariöse Bereiche und gesunde Bereiche des Zahnes nahezu identisch. Die DE 30 31 249 C2 schlägt vor, den Zahn beispielsweise mit einer Wellenlänge von 410 nm zu bestrahlen und mittels zweier Filter die Fluoreszenzstrahlung des Zahnes für eine erste Wellenlänge von 450 nm sowie eine zweite Wellenlänge von 610 nm, d.h. im blauen und roten Spektralbereich, durch Fotodetektoren zu erfassen. Die durch diese Anordnung erfaßten Fluoreszenzstrahlungsintensitäten werden subtrahiert, so daß aufgrund der dadurch gewonnen Differenzintensität ein gesunder Zahnbereich eindeutig von einem kariösen Zahnbereich unterschieden werden kann.

Dasselbe Verfahren ist in S. Albin et al, "Laser Induced Fluorescence of Dental Caries", Proc SPIE 907, Seiten 96-98, 1988 beschrieben, wobei jedoch eine Anregungswellenlänge von 488 nm vorgeschlagen wird.

Die DE 42 00 741 A schlägt als vorteilhafte Weiterbildung vor, die Fluoreszenz des Zahnes durch eine Anregungsstrahlung mit einer Wellenlänge im Bereich 360 bis 580 nm hervorzuheben und die Fluoreszenzstrahlung des Zahnes für Wellenlängen ab 620 nm auszufiltern. Durch diese Maßnahmen ist der Abstand

zwischen der Wellenlänge der Anregungsstrahlung und der empfangenen Fluoreszenzstrahlung ausreichend groß, so daß die Anregungsstrahlung nicht direkt auf das Auswertungsergebnis durch Überlagerung der Fluoreszenzstrahlung verfälschen kann.

In dem Aufsatz E. de Josselin de Jong et al, "A new Method for in vivo Quantification of Changes in Initial Enamel Caries with Laser Fluorescence", Caries Res 1995, 29, Seiten 2-7 wird vorgeschlagen, den Zahn durch Laserlicht mit einer Wellenlänge von 488 nm zu bestrahlen und die Fluoreszenzstrahlung des Zahnes für Wellenlängen ab 520 nm über eine CCD-Kamera zu erfassen und mittels eines Computerprogramms auszuwerten, um kariöse Zahnbereiche feststellen zu können.

Den zuvor beschriebenen bekannten Untersuchungsverfahren bzw. Vorrichtungen ist gemeinsam, daß zur Anregung der Fluoreszenz eines Zahnes eine Anregungsstrahlung mit einer Wellenlänge kleiner 580 nm eingesetzt wird. Dadurch kann zwar einerseits ein verhältnismäßig hoher Wirkungsquerschnitt für die Erzeugung der Fluoreszenzstrahlung erhalten werden, doch ist die Fluoreszenzstrahlung für gesundes Zahngewebe erheblich stärker als die von kariösen Läsionen. Daher ist bei den bekannten Untersuchungsverfahren bzw. Vorrichtungen ein aufwendiger direkter Vergleich der in einem bestimmten Wellenlängenbereich vom benachbarten gesunden und kariösen Bereichen emittierten Fluoreszenzstrahlung nötig (siehe z.B. E. de Josselin de Jong et al) oder es müssen die Meßsignale der in zwei unterschiedlichen Wellenlängenbereichen erfaßten Fluoreszenzstrahlung aufwendig miteinander verglichen werden (vgl. z.B. DE 30 31 249 C2). Zudem erfordern die zuvor beschriebenen bekannten Vorrichtungen einen komplizierten Aufbau, so daß diese Geräte nicht preisgünstig hergestellt werden können und sich daher bisher kaum am Markt etabliert haben.

Allgemein nimmt mit abnehmender Wellenlänge der Anregungsstrahlung die Lichtstreuung im Zahngewebe zu. Dies führt bezüglich der bekannten Vorrichtungen und Verfahren zu einem weiteren Problem, da wegen der geringen Wellenlänge der Anregungsstrahlung bei den bekannten Vorrichtungen und der dadurch hervorgerufenen starken Lichtstreuung nur direkt durch die Anregungsstrahlung beleuchtete Zahnoberflächenbereiche untersucht werden können.

Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque oder bakteriellem Befall an Zähnen anzugeben, die eine sichere Erfassung von Karies, Plaque oder bakteriellem Befall an nicht direkt einsehbaren bzw. erreichbaren Zahnbereichen erlaubt und eine hohe Empfindlichkeit aufweist. Die Vorrichtung soll zudem einfach, kostengünstig und störunanfällig sein.

Die Aufgabe wird durch kennzeichnenden Merkmale des Patentanspruches 1 gelöst.

Vorteilhafte Ausgestaltungen der Erfindung sind in den Unteransprüchen beschrieben.

Gemäß der Erfindung liegt die Wellenlänge des von

einer Lichtquelle mitteln Anregungslichtes zur Erzeugung von Fluoreszenz an den Zähnen zwischen 600 nm und 670 nm. Die Fluoreszenzstrahlung des Zahnes wird über ein Filter abgeleitet, wobei erfindungsgemäß das Filter einen Durchlaßbereich für Wellenlängen größer 670 nm aufweist.

Die Erfindung beruht auf experimentellen Ergebnissen, die gezeigt haben, daß sich auch mit einer Anregungsstrahlung im roten Spektralbereich (also mit einer Wellenlänge zwischen 600 nm und 670 nm) bei bakteriellem Befall von Zähnen, insbesondere bei Karies, die Fluoreszenzstrahlung des Zahnes anregen läßt. Die Anregung mit einer Strahlung in dem oben genannten Wellenlängenbereich weist gegenüber dem Stand der Technik den Vorteil auf, daß die Fluoreszenzstrahlung von gesunden Zahnbereichen bei derartigen Anregungswellenlängen stark abnimmt. Dadurch wird die Fluoreszenzstrahlung von kariösen Bereichen nur noch gering von der Autofluoreszenz des gesunden Zahngewebes überlagert, so daß Karies, Plaque oder bakterieller Befall an Zähnen einfach, störunanfällig und mit hoher Empfindlichkeit erkannt werden kann. Daher ist die erfindungsgemäße Vorrichtung bestens für die Frühdiagnose von Karies oder bakteriellem Befall an Zähnen geeignet.

Des weiteren kann für die Auswertung der Fluoreszenzstrahlung im Gegensatz zum bekannten Stand der Technik nicht nur ein relativ schmaler Spektralbereich der Fluoreszenzstrahlung ausgenutzt werden, sondern der sehr weite Spektralbereich für Wellenlängen größer 670 nm. Zur Detektion der Fluoreszenzstrahlung müssen aufgrund der hohen Empfindlichkeit der erfindungsgemäßen Vorrichtung nicht mehr aufwendige CCD-Kameras oder hochempfindliche Fotomultiplier eingesetzt werden, sondern es können zur Erfassung der Fluoreszenzstrahlung des Zahnes als lichtempfindliche Elemente einfache Fotodioden verwendet werden. Ein weiterer Vorteil der Erfindung liegt darin, daß für den erfindungsgemäß vorgeschlagenen Wellenlängenbereich des Anregungslichtes bzw. der durch das Filter erfaßten Fluoreszenzstrahlung die Streuung im Zahngewebe gering gehalten werden kann, so daß auch Karies in schwer einsehbaren oder erreichbaren Zahnbereichen, beispielsweise Karies im Zahnzwischenbereich oder unterminierende kariöse Läsionen, auf einfache Weise sicher erkannt werden kann. Schließlich ist auch vorteilhaft, daß gemäß der Erfindung einfache Lichtquellen, z.B. Laserdioden, verwendet werden können, so daß eine aufwendige Kollimatoroptik nicht mehr erforderlich ist. Ebenso ist einfacher Batteriebetrieb möglich.

Die Erfindung wird nachfolgend unter Bezugnahme auf die Zeichnung anhand bevorzugte Ausführungsbeispiele näher erläutert. Es zeigen:

Fig. 1 beispielhafte Fluoreszenzspektren für kariöses und gesundes Zahngewebe bei Anwendung der erfindungsgemäßen Vorrichtung,

Fig. 2 in erstes Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Vorrichtung,

Fig. 3 ein zweites Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Vorrichtung,

Fig. 4 ein drittes Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Vorrichtung,

Fig. 5 eine Querschnittsansicht eines Lichtleiters der erfindungsgemäßen Vorrichtung, und

Fig. 6 eine Seitenansicht des zahnseitigen Endbereiches bei einer vorteilhaften Ausgestaltung des in Fig. 5 dargestellten Lichtleiters.

Figur 1 zeigt beispielhafte Fluoreszenzspektren des Zahngewebes bei Verwendung der erfindungsgemäßen Vorrichtung. Die mit a1 bezeichneten Fluoreszenzspektren stellen die Fluoreszenzspektren von kariösen Bereichen und die mit b1 bezeichneten Fluoreszenzspektren diejenigen von gesundem Zahngewebe dar. Die Fluoreszenzspektren wurden durch Erzeugung einer Anregungsstrahlung mittels eines Farbstofflasers für die Anregungswellenlänge 620 nm (Fluoreszenzspektren a1 und b1), 630 nm (Fluoreszenzspektren a2 und b2), 640 nm (Fluoreszenzspektren a3 und b3) sowie 650 nm (Fluoreszenzspektren a4 und b4) erhalten. Die Laserleistung betrug für die in Figur 1 dargestellten Fluoreszenzspektren 60 mW. Aus Figur 1 ist ersichtlich, daß sich aufgrund des erfindungsgemäß vorgeschlagenen Anregungswellenlängenbereichs zwischen 600 nm und 670 nm sowie der erfindungsgemäßen Ausgestaltung der Fluoreszenzstrahlung des Zahnes für Wellenlängen größer 670 nm ein sehr großer Abstand zwischen den Fluoreszenzintensitäten für kariöse Bereiche und den Fluoreszenzintensitäten für gesunde Zahnbereiche ergibt. Das für Wellenlängen größer 670 nm erfaßte Fluoreszenzspektrum kann somit erfindungsgemäß direkt und einfach ausgewertet werden, so daß unmittelbar anhand der detektierten Fluoreszenz kariöse Bereiche nachgewiesen werden können. Dies aus dem Stand der Technik bekannten sehr aufwendigen Auswertungsverfahren sind somit bei der erfindungsgemäßen Vorrichtung nicht mehr notwendig.

Figur 2 zeigt ein erstes Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Vorrichtung. Eine Lichtquelle 1 erzeugt eine Anregungsstrahlung 9, die über ein Einkopplungslinsensystem 2 und einen Lichtleiter einem zu untersuchenden Bereich 5 eines Zahnes 4 zugeführt wird. Durch die Anregungsstrahlung mit einer Wellenlänge im Bereich 600 nm bis 670 nm wird in dem bestrahlten Zahnbereich 5 eine Fluoreszenzstrahlung 10 über einen relativ breiten Spektralbereich hervorgerufen, die über einen zweiten Lichtleiter 6 und ein Spektralfilter 7 einer Erfassungsvorrichtung 8 zum Erfassen und Auswerten der Fluoreszenzstrahlung des Zahnes zugeführt wird. Das Spektralfilter ist dabei vorzugsweise derart ausgestaltet, daß es nur für Fluoreszenz-

strahlung mit einer Wellenlänge größer 670 nm durchlässig ist. Die Erfassungseinrichtung 8 wertet die ihr zugeführte Fluoreszenzstrahlung 10 direkt aus und schließt unmittelbar aus, ob der erfaßte Fluoreszenzstrahlung 10 auf das Vorhandensein bzw. Nichtvorhandensein von Karies, Plaque oder bakteriellem Befall.

Die Lichtquelle 1 ist vorzugsweise ein HeNe-Laser oder eine Laserdiode, die die Anregungsstrahlung mit einer Wellenlänge im Bereich 600 nm bis 670 nm erzeugt. Dabei steigt mit zunehmender Wellenlänge die verfügbare Ausgangsleistung dieser Laserdioden, die Kosten nehmen ab. Dagegen verringert sich mit zunehmender Anregungswellenlänge der spektrale Unterschied zwischen der Anregungswellenlänge und der Fluoreszenzstrahlung, so daß die Anforderungen an das Filter steigen. Als Kompromiß ist insbesondere eine Anregungswellenlänge von ca. 650 nm vorteilhaft.

Die Anregungsstrahlung 9 wird über ein separates Linsensystem 2 oder eine bei Laserdioden häufig schon integrierte Kollimatoroptik in den Lichtleiter 3 eingekoppelt. Ein solcher Lichtleiter kann starr oder flexibel ausgeführt sein und zudem an seinem dem Zahn zugewandten Ende mit weiteren optischen Mitteln (Linsen) zur gezielten Strahlführung ausgestattet und/oder in seinen Abmessungen an den Mundbereich des Patienten sowie an den zu untersuchenden Zahn angepaßt sein. Des weiteren können an oder in dem Lichtleiter 3 austauschbare Ablentspiegel oder Linsen angebracht sein, die eine Untersuchung des Zahnes 4 erleichtern. Die Verwendung des Lichtleiters 3 ermöglicht es also, die Anregungsstrahlung 9 gezielt dem zu untersuchenden Bereich 5 des Zahnes bzw. der Zähne 4 zuzuführen. Dadurch kann die erfindungsgemäße Vorrichtung flexibel an verschiedene Erfordernisse in der täglichen Praxis bei der Karieserkennung an Zähnen von Menschen (oder Tieren) angepaßt werden. Das zu dem Lichtleiter 3 Gesagte gilt im gleichen Maße auch für den weiteren Lichtleiter 6, der die Fluoreszenzstrahlung dem Filter 7 zuführt. Die beiden Lichtleiter 3 und 6 können jeweils mehrere Lichtleiterfasern aufweisen. Bei Verwendung eines Lasers als Lichtquelle 1 kann die Anregungsstrahlung 9 sowie die Fluoreszenzstrahlung 10 über relativ dünne Lichtleiterfasern mit einem Kerndurchmesser von beispielsweise 200 µm übertragen werden. Die Verwendung zweier getrennter Lichtleiter 3 und 6 für die Übertragung der Anregungsstrahlung 9 bzw. der Fluoreszenzstrahlung 10 ist insbesondere für die Untersuchung von Außenflächen eines Zahnes vorteilhaft. Bei dem in Figur 2 dargestellten Ausführungsbeispiel kann somit die Position der Lichtleiter 3 und 6 unabhängig voneinander und individuell am Zahn gewählt werden, was im Einzelfall eine Optimierung der Nachweisempfindlichkeit für tiefliegende oder sehr versteckt liegende Läsionen ermöglicht.

Das Filter 7 der erfindungsgemäßen Vorrichtung weist einen großen Durchlaßbereich für Wellenlängen größer 670 nm auf. Das Filter 7 kann beispielsweise durch einen Farbglas-Kantenfilter oder andere optisch Elemente zur spektralen Selektion, z.B. ein Beugungs-

gitter, realisiert sein. Das Filter sollte vorteilhafterweise derart ausgebildet sein, daß es selber möglichst wenig fluoresziert. Wie aus Figur 1 ersichtlich ist, ist erfindungsgemäß insbesondere der Fluoreszenzspektralbereich zwischen 670 nm und 800 nm von Interesse. Daher kann ggf. in Serie mit dem Filter 7 ein weiteres Filter geschaltet sein, welches einen Sperrbereich (für den langwelligen Bereich mit Wellenlängen größer 800 nm aufweist. Alternativ kann auch ein einziges Filter 7 verwendet werden, welches einen Durchlaßbereich für Wellenlängen zwischen 670 nm und 800 nm aufweist.

Die Erfassungseinrichtung 8 weist vorteilhafterweise als lichtempfindliche Elemente Fotodioden zur Detektion der Fluoreszenzstrahlung auf. Zur Erhöhung der Empfindlichkeit können die Fotodioden mit einem integrierten Vorverstärker ausgestattet sein. Ebenso kommt als Verstärkerelement in dem optischen Feld der Fluoreszenzstrahlung 10 ein Fotomultiplier infrage.

Für den Fall, daß sowohl die Lichtquelle 1 als auch das lichtempfindliche Element der Erfassungseinrichtung 8 aus einem Halbleiterbauelement bestehen, kann zur Spannungsversorgung der erfindungsgemäßen Vorrichtung ein Niederspannungsnetzteil eingesetzt werden, welches aufgrund der geringen Leistungsaufnahme lediglich aus Batterien oder Akkus bestehen könnte.

Figur 3 zeigt ein zweites Ausführungsbeispiel der Erfindung, wobei die in Figur 2 dargestellten Bestandteile der Vorrichtung durch identische Bezugszeichen versehen sind. Bei dem in Figur 3 dargestellten Ausführungsbeispiel wird die Fluoreszenzstrahlung 10 über denselben Lichtleiter wie die Anregungsstrahlung 9 übertragen. Zum Auskoppeln der Fluoreszenzstrahlung 10 aus dem Strahlengang in dem Lichtleiter 3 ist ein Strahlteiler 11 vorgesehen, der zwischen der Lichtquelle 1 und der Linsenanordnung 2 oder alternativ zwischen der Linsenanordnung 2 und dem lichtquellenseitigen Ende des Lichtleiters 3 angeordnet ist. Diese Ausgestaltung der Erfindung ist insbesondere für den Einsatz zur Untersuchung von Wurzelkanälen von Bedeutung.

Figur 4 zeigt ein drittes Ausführungsbeispiel der erfindungsgemäßen Vorrichtung. Bei diesem Ausführungsbeispiel sind zwar im Prinzip zwei getrennte Lichtleiter 2 und 6 für die Übertragung der Anregungsstrahlung 9 bzw. der Fluoreszenzstrahlung 10 vorgesehen, jedoch ist der Lichtleiter 3 mit dem Lichtleiter 6 für eine erleichterte Handhabung zu einem Handstück 15 verbunden. Der Lichtleiter 6 selbst umfaßt mehrere Lichtleiterfasern 6a. Alternativ kann auch der Lichtleiter 3 zur Übertragung der Anregungsstrahlung 9 mehrfasrig ausgebildet sein.

Figur 5 zeigt einen Querschnitt durch das zahnseitige Ende des Handstücks 15. Vorteilhaft sind die einzelnen Lichtleiterfasern 6a des Lichtleiters 6 konzentrisch um die einzige Faser des Lichtleiters 3 angeordnet. Auf diese Weise kann die Detektionssicherheit und -genauigkeit der Fluoreszenzstrahlung erhöht bzw. stabilisiert werden.

Figur 6 zeigt eine Seitenschnittansicht des zahnseitigen Endes des Handstückes 15. Wie aus Figur 6 ersichtlich, sind vorteilhafterweise die Enden der Lichtleiterfasern 6a angeschrägt, so daß - abhängig von dem Abstand des Handstückes 15 von der zu untersuchenden Zahnoberfläche 5 - eine sich räumlich weitreichende Überlappung der Anregungsstrahlung 9 und der Fluoreszenzstrahlung 10 erzielt werden kann.

In Figur 4 ist zusätzlich eine Auswerteeinrichtung 12 mit einer daran gekoppelten Anzeigeeinrichtung 13 dargestellt. Die Auswerteeinrichtung 12 wertet die von der Erfassungseinrichtung 8 gelieferten Daten aus und schließt auf das Vorhandensein bzw. Nichtvorhandensein von kariösen Zahnbereichen. Die Anzeigeeinrichtung 13 dient zur visuellen Darstellung des von der Erfassungseinrichtung 8 gelieferten Meßsignales. Ebenso ist eine akustische Anzeige des Meßsignales denkbar. Die Auswerteeinrichtung 12 und/oder die Anzeigeeinrichtung 13 können in die Erfassungseinrichtung 8 aufgenommen sein.

Ein allgemein bestehendes Problem bei der Erkennung von Karies, Plaque oder bakteriellem Befall an Zähnen mit dem zuvor beschriebenen Verfahren besteht darin, daß die erfaßte Fluoreszenzstrahlung durch Tageslicht oder die künstliche Raumbeleuchtung störend überlagert werden kann. Dieses Umgebungslicht kann ebenfalls vom Zahn reflektiert und somit von den Lichtleitfasern 6a des Lichtleiters 6 erfaßt werden. Die im erfindungsgemäßen Nachweisbereich (Wellenlängen größer 670 nm) liegende spektrale Anteile des Umgebungslichts führen dann zu einem die Empfindlichkeit der Karieserkennung einschränkenden Untergrundsignal.

Dieses Problem kann erfindungsgemäß wirkungsvoll dadurch gelöst werden, daß die von der Lichtquelle 1 erzeugte Anregungsstrahlung 9 periodisch moduliert wird. So ist beispielsweise die gepulste Erzeugung der Anregungsstrahlung 9 denkbar. In diesem Fall folgt aufgrund der kurzen Lebensdauer der angeregten Zustände im Bereich von Nanosekunden die Fluoreszenzstrahlung der Intensität der Anregungsstrahlung nahezu momentan. Das Umgebungslicht ist dagegen nicht periodisch moduliert und überlagert die detektierte Fluoreszenzstrahlung lediglich als Gleichanteil. Zur Auswertung der Fluoreszenzstrahlung wird nun nur die mit der entsprechenden Frequenz modulierte Strahlung als Erfassungssignal verwendet und ausgewertet. Auf diese Weise wird der Gleichanteil des Umgebungslichtes quasi ausgefiltert und die Erkennung von Karies, Plaque oder bakteriellem Befall erfolgt nahezu unabhängig von der Umgebungsbeleuchtung. Da das Umgebungslicht jedoch geringfügig mit der Frequenz der Netzspannung moduliert ist, sollte als Modulationsfrequenz für die Anregungsstrahlung 9 eine Frequenz gewählt werden, die sich von der Netzspannungsfrequenz deutlich abhebt und vorzugsweise im Bereich zwischen 100 Hz und 20 kHz liegt. Bei diesen Modulationsfrequenzen kann der modulierte Anteil der Anregungsstrahlung auf einfache Weise auch akustisch über

einen Kopfhörer oder in den Lautsprecher wahrgenommen werden.

Zur Modulierung der Anregungsstrahlung 9 ist in Figur 4 eine rotierende Schlitzblende 14 dargestellt. Diese kann durch andere mechanisch Chopper-Arten ersetzt werden. Wird ein Laserdioden-Lichtquell 1 verwendet, so kann die Modulation der Anregungsstrahlung 9 auch direkt durch entsprechende Variation der Laserdiodenspannung hervorgerufen werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Erkennen von Karies, Plaque oder bakteriellem Befall an Zähnen,
 - mit einer Lichtquelle (1) zum Erzeugen einer Anregungsstrahlung (9), welche auf einen zu untersuchenden Zahn (4) zu richten ist und an dem Zahn (4) eine Fluoreszenzstrahlung (10) hervorruft,
 - mit einer Erfassungseinrichtung (8) zum Erfassen der Fluoreszenzstrahlung (10) des Zahnes (4), und
 - mit einer der Erfassungseinrichtung (8) vorgeschalteten Spektralfilter (7), dadurch gekennzeichnet, daß die Wellenlänge der von der Lichtquelle (1) emittierten Anregungsstrahlung (9) zwischen 600 nm und 670 nm liegt.
2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß das Spektralfilter (7) derart ausgestaltet ist, daß es Strahlung mit einer Wellenlänge größer 670 nm durchläßt.
3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Wellenlänge der von der Lichtquelle (1) emittierten Anregungsstrahlung (9) 630 bis 650 nm beträgt.
4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Spektralfilter (7) durch ein Farbglas-Kantenfilter oder ein Beugungsgitter realisiert ist.
5. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Spektralfilter (7) schwach fluoreszierend ist.
6. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das Spektralfilter (7) Strahlung mit einer Wellenlänge zwischen 670 nm und 800 nm durchläßt.

7. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 5,
dadurch gekennzeichnet,
daß in Serie mit dem Spektralfilter (7) ein weiteres
Spektralfilter angeordnet ist, welches Strahlung mit
einer Wellenlänge kleiner 800 nm durchläßt. 5
8. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden
Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Erfassungseinrichtung (8) mindestens eine
Fotodiode als lichtempfindliches Element aufweist. 10
9. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden
Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Erfassungseinrichtung (8) mit einer Aus-
wertungseinrichtung (12) verbunden ist, welche
aufgrund der durch die Erfassungseinrichtung (8)
detektierten Fluoreszenzstrahlung (10) des Zahnes
(4) auf das Vorhandensein bzw. Nichtvorhanden-
sein eines kariösen Zahnes schließt. 15
10. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden
Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
daß zur Verstärkung der Fluoreszenzstrahlung (10)
des Zahnes (4) ein Verstärkerelement vorhanden
ist. 20
11. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden
Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Erfassungseinrichtung einen Fotomultiplier
aufweist. 25
12. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden
Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Anregungsstrahlung (9) und die Fluores-
zenzstrahlung (10) des Zahnes (4) über Lichtleiter
(3, 6) übertragen werden. 30
13. Vorrichtung nach Anspruch 12,
dadurch gekennzeichnet,
daß die von der Lichtquelle (1) emittierte Anre-
gungsstrahlung (9) über ein Linsensystem (2) in
den der Anregungsstrahlung (9) zugeordneten
Lichtleiter (3) eingespeist und/oder über ein Linsen-
system am zahnseitigen Ende des Lichtleiters (3)
ausgesendet wird. 35
14. Vorrichtung nach Anspruch 12 oder 13,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Fluoreszenzstrahlung (10) über ein Linsen-
system in den der Fluoreszenzstrahlung (10) zuge-
ordnet Lichtleiter (6) eingespeist und/oder über
ein Linsensystem am spektralfilterseitigen Ende
des Lichtleiters (6) ausgesendet wird. 40
15. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 14,
dadurch gekennzeichnet,
daß für die Anregungsstrahlung (9) und die Fluor-
eszenzstrahlung (10) jeweils ein separater Lichtlei-
ter (3, 6) vorgesehen ist. 45
16. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 12 bis 14,
dadurch gekennzeichnet,
daß für die Anregungsstrahlung (9) und die Fluor-
eszenzstrahlung (10) ein gemeinsamer Lichtleiter
vorgesehen ist. 50
17. Vorrichtung nach Anspruch 16,
dadurch gekennzeichnet,
daß zwischen der Lichtquelle (1) und dem lichtquel-
lenseitigen Ende des Lichtleiters (3) ein Strahlteiler
(11) zum Auskoppeln der Fluoreszenzstrahlung
(10) vorgesehen ist. 55
18. Vorrichtung nach Anspruch 16 oder 17,
dadurch gekennzeichnet,
daß der Lichtleiter mindestens eine Lichtleiterfaser
(3) zum Übertragen der Anregungsstrahlung (9)
sowie mehrere Lichtleiterfasern (6a) zum Übertra-
gen der Fluoreszenzstrahlung (10) aufweist.
19. Vorrichtung nach Anspruch 18,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Lichtleiterfasern (6a) zur Übertragung der
Fluoreszenzstrahlung (10) konzentrisch um die
mindestens eine Lichtleiterfaser (3) zur Übertra-
gung der Anregungsstrahlung angeordnet sind.
20. Vorrichtung nach Anspruch 19,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Enden der Lichtleiterfasern (6a) zum Über-
tragen der Fluoreszenzstrahlung (10) in radialer
Richtung von der die Anregungsstrahlung (9) über-
tragenden mindestens einen Lichtleiterfaser (3)
nach außen verlaufend abgeschrägt sind.
21. Vorrichtung nach einem der Ansprüche 18 bis 20,
dadurch gekennzeichnet,
daß der Durchmesser der Lichtleiterfasern ca. 200
µm beträgt.
22. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden
Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Lichtquelle (1) eine Laserdiode oder ein
HeNe-Laser ist.
23. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden
Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet,
daß die Anregungsstrahlung (9) periodisch modu-
liert ist, und daß die Erfassungseinrichtung (8) nur
ein mit der Modulationsfrequenz der Anregungs-
strahlung (9) entsprechend moduliert Fluores-

zenzstrahlung für den Nachweis von Karies, Plaque oder bakteriell m Befall des Zahnes (4) ausgewertet.

24. Vorrichtung nach Anspruch 23,
dadurch gekennzeichnet, 5
daß die Modulationsfrequenz der Anregungsstrahlung (9) 100 Hz bis 20 kHz beträgt.
25. Vorrichtung nach Anspruch 23 oder 24,
dadurch gekennzeichnet, 10
daß die periodische Modulation der Anregungsstrahlung (9) durch eine rotierende Schlitzblende (14) erfolgt.
26. Vorrichtung nach Anspruch 22 und einem der 15
Ansprüche 23 oder 24,
dadurch gekennzeichnet,
daß die periodische Modulation der Anregungsstrahlung (9) durch Variation der an die Laserdioden angelegten Laserdiodenspannung erfolgt. 20
27. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche,
dadurch gekennzeichnet, 25
daß das von der Erfassungseinrichtung (8) gelieferte Meßsignal akustisch angezeigt wird.

30

35

40

45

50

55

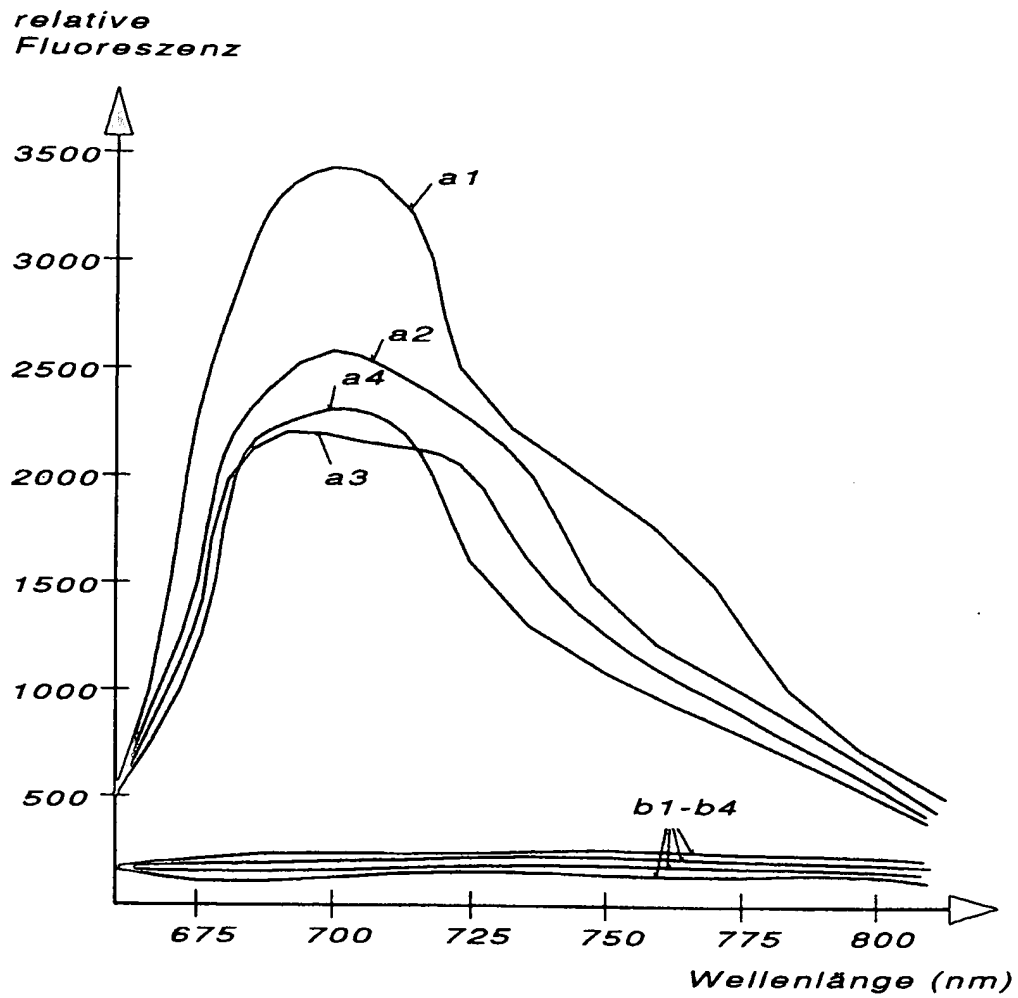
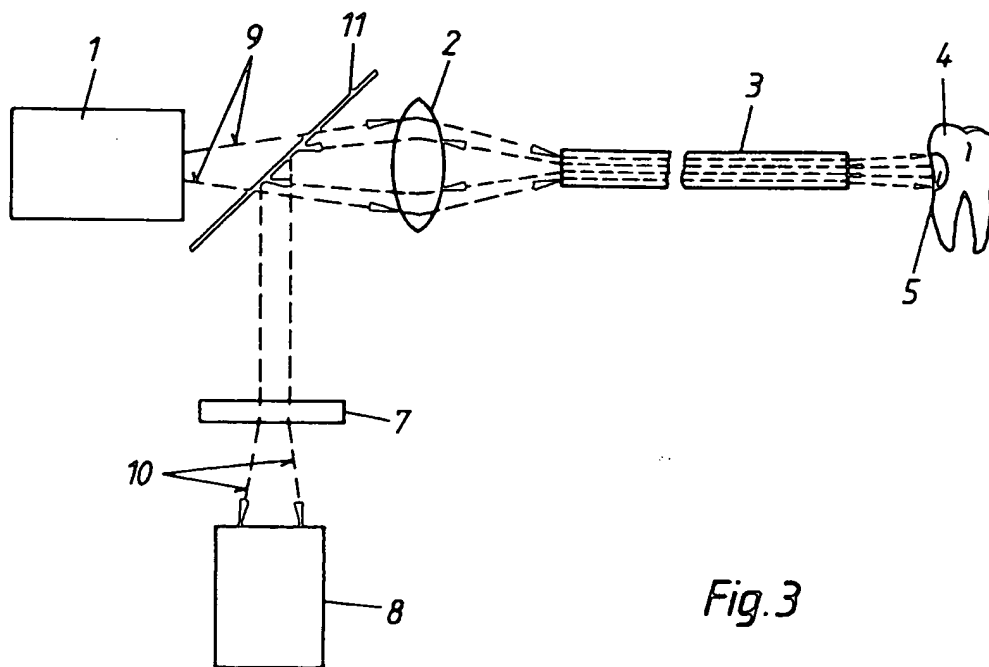
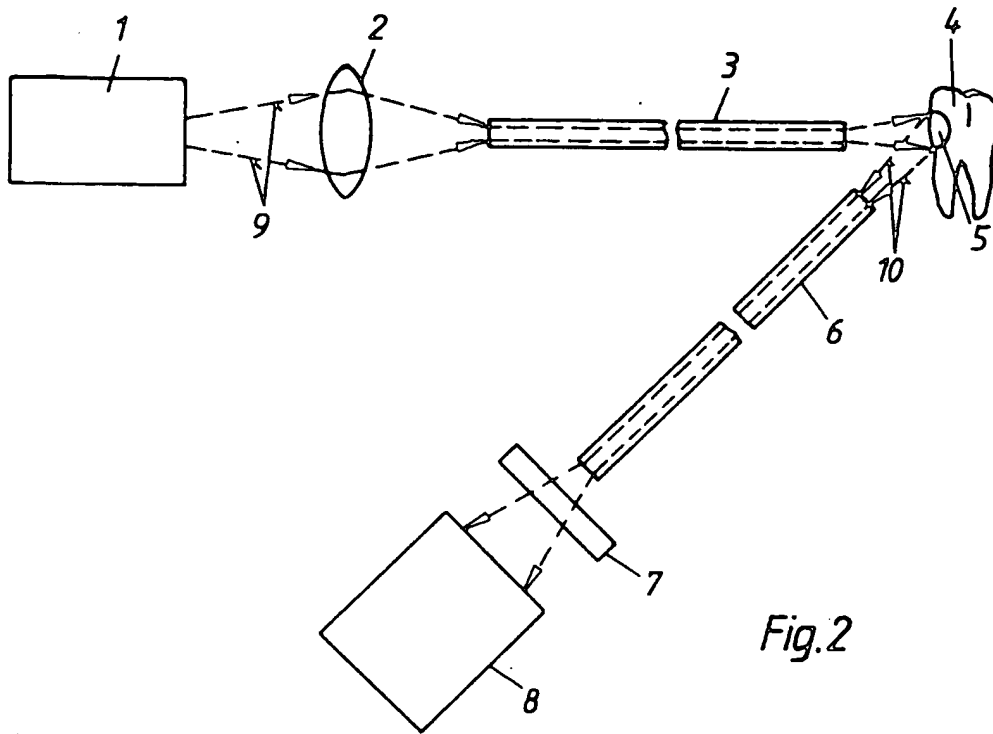
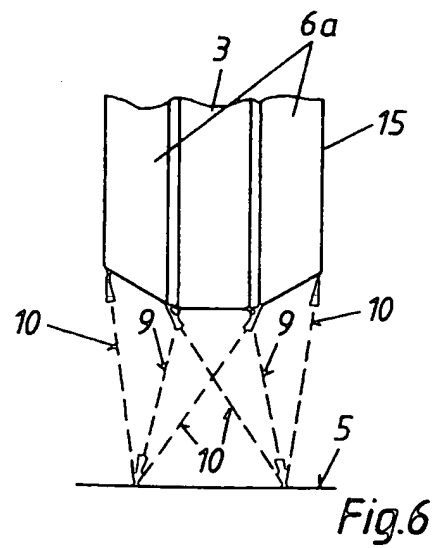
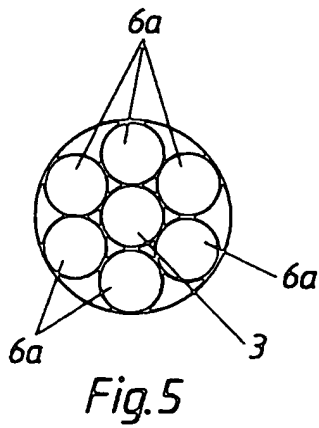
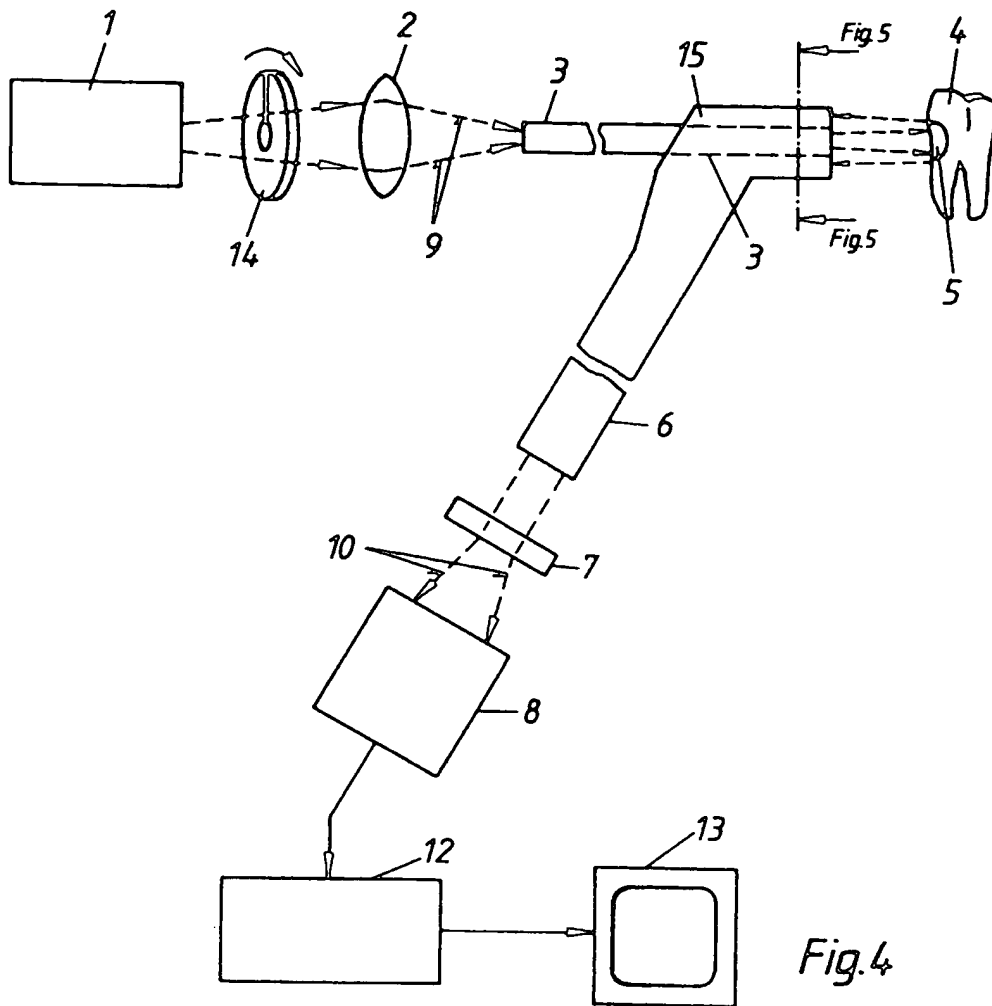


Fig. 1







Europäisches
Patentamt

EUROPÄISCHER RECHERCHENBERICHT

Nummer der Anmeldung
EP 96 11 7928

EINSCHLÄGIGE DOKUMENTE			
Kategorie	Kennzeichnung des Dokuments mit Angabe, soweit erforderlich, der maßgeblichen Teile	Betrifft Anspruch	KLASSIFIKATION DER ANMELDUNG (Int.Cl.6)
D,Y A	DE 42 00 741 A (KALTENBACH & VOIGT) * Spalte 2, Zeile 49 - Spalte 3, Zeile 28 *	1,9,12 2,4,8	A61B6/00 A61C19/04 G01N21/64
A	* Spalte 3, Zeile 57 - Spalte 5, Zeile 45 *	13-17	
Y	--- US 5 369 496 A (R.R. ALFANO ET AL.) * Spalte 6, Zeile 23 - Zeile 31 * * Spalte 8, Zeile 10 - Spalte 9, Zeile 45 *	1,9,12	
A	--- US 4 479 499 A (R.R. ALFANO) * Spalte 3, Zeile 13 - Zeile 59 * * Spalte 5, Zeile 26 - Zeile 48 * * Spalte 6, Zeile 1 - Zeile 68 *	1,8-13 23,27	
A	--- DE 93 17 984 U (KALTENBACH & VOIGT) * das ganze Dokument * -----	1	
Der vorliegende Recherchenbericht wurde für alle Patentansprüche erstellt			<p>RECHERCHIERTE SACHGEBIETE (Int.Cl.6)</p> <p>A61B A61C G01N</p>
Recherchenort DEN HAAG		Abschickdatum des Berichts 19. März 1997	Prüfer Rieb, K.D.
<p>KATEGORIE DER GENANNTEN DOKUMENTE</p> <p>X : von besonderer Bedeutung allein betrachtet Y : von besonderer Bedeutung in Verbindung mit einer anderen Veröffentlichung derselben Kategorie A : technologischer Hintergrund O : mündliche Offenbarung P : Zwischenliteratur</p>		<p>T : der Erfindung zugrunde liegende Theorien oder Grundsätze E : älteres Patentdokument, das jedoch erst am oder nach dem Anmeldedatum veröffentlicht worden ist D : in der Anmeldung angeführtes Dokument L : aus anderen Gründen angeführtes Dokument G : Mitglied der gleichen Patentfamilie, übereinstimmendes Dokument</p>	

EPO FORM 180 (12/92) (Pct/CU)